



0806616
Registre brevets
(C)

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

27 JUIN 2003

Fait à Paris, le

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis, rue de Saint Petersburg
75800 PARIS cedex 08
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23
www.inpi.fr



THIS PAGE BLANK (USPTO)

REMISE DES PIÈCES

DATE

3 JUIN 2003

LIEU

75 INPI PARIS

N° D'ENREGISTREMENT

0306676

NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI

DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE

- 3 JUIN 2003

PAR L'INPI

1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE
À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE

Cabinet REGIMBEAU
20, rue de Chazelles
75847 PARIS CEDEX 17
FRANCE

Vos références pour ce dossier

(facultatif) 240704 D20762 JRC

C nfirmation d'un dépôt par télécopie

☐ N° attribué par l'INPI à la télécopie

2 NATURE DE LA DEMANDE

Cochez l'une des 4 cases suivantes

Demande de brevet

☒

Demande de certificat d'utilité

☐

Demande divisionnaire

☐

Demande de brevet initiale

N°

Date

ou demande de certificat d'utilité initiale

N°

Date

Transformation d'une demande de
brevet européen *Demande de brevet initiale*

☐

N°

Date

3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)

PROCEDE POUR DETERMINER DES PARAMETRES FONCTIONNELS DANS UN DISPOSITIF DE
FLUOROSCOPIE

4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ
OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE
LA DATE DE DÉPÔT D'UNE
DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE

Pays ou organisation FRANCE

Date 28 11 2002

N°

0214993

Pays ou organisation

Date

N°

Pays ou organisation

Date

N°

☐ S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»

5 DEMANDEUR (Cochez l'une des 2 cases)

☒ Personne morale

☐ Personne physique

Nom
ou dénomination sociale

GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY,
LLC

Prénoms

Forme juridique

N° SIREN

Code APE-NAF

Domicile
ou
siège

Rue

Code postal et ville

Pays

3000 North Grandview Blvd., Waukesha, Wisconsin 53138

USA

Américaine

Nationalité

N° de téléphone (facultatif)

N° de télécopie (facultatif)

Adresse électronique (facultatif)

☐ S'il y a plus d'un demandeur, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»

Réserve à l'INPI

REMISE DES PIÈCES
DATE **3 JUIN 2003**
LIEU **75 INPI PARIS**
N° D'ENREGISTREMENT **0306676**
NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI

DB 540 W / 030103

6 MANDATAIRE (s'il y a lieu)		240704 JRC	
Nom			
Prénom			
Cabinet ou Société		Cabinet REGIMBEAU	
N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel			
Adresse	Rue	20, rue de Chazelles	
	Code postal et ville	75847 PARIS CEDEX 17	
	Pays		
N° de téléphone (facultatif)		01 44 29 35 00	
N° de télécopie (facultatif)		01 44 29 35 99	
Adresse électronique (facultatif)		info@regimbeau.fr	
7 INVENTEUR (S) Les inventeurs sont nécessairement des personnes physiques			
Les demandeurs et les inventeurs sont les mêmes personnes		<input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non : Dans ce cas remplir le formulaire de Désignation d'inventeur(s)	
8 RAPPORT DE RECHERCHE		Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation)	
Établissement immédiat ou établissement différé		<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	
Paiement échelonné de la redevance (en deux versements)		Uniquement pour les personnes physiques effectuant elles-mêmes leur propre dépôt <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non	
9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES		Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention (joindre un avis de non-imposition) <input type="checkbox"/> Obtenue antérieurement à ce dépôt pour cette invention (joindre une copie de la décision d'admission à l'assistance gratuite ou indiquer sa référence) : AG [] [] [] [] []	
10 SÉQUENCES DE NUCLEOTIDES ET/OU D'ACIDES AMINÉS		<input type="checkbox"/> Cochez la case si la description contient une liste de séquences	
Le support électronique de données est joint		<input type="checkbox"/>	
La déclaration de conformité de la liste de séquences sur support papier avec le support électronique de données est jointe		<input type="checkbox"/>	
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes			
11 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (N m et qualité du signataire)		VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI M. ROCHET	

L'invention concerne des perfectionnements aux procédés et dispositifs d'imagerie fluoroscopique. Elle propose en particulier un dispositif d'imagerie fluoroscopique ainsi qu'un procédé permettant de suivre
5 l'évolution d'une procédure interventionnelle au sein d'un bloc opératoire d'angiographie.

Les blocs opératoires vasculaires ou d'angiographie sont de plus en plus utilisés pour des applications
10 thérapeutiques. Parmi celles-ci, certaines, particulièrement dans le domaine de la neuroradiologie interventionnelle, nécessitent non seulement des informations anatomiques sur les pathologies vasculaires rencontrées et à traiter, mais aussi des informations
15 fonctionnelles. Parmi ces applications, il y a les traitements endovasculaires concernant les accidents vasculaires cérébraux, les angioplasties de la carotide et la mise en place de stents carotidiens et de stents intracrâniens. Pour toutes ces applications, la
20 connaissance d'informations fonctionnelles est très utile avant l'intervention de manière à prendre la ou les décisions thérapeutiques appropriées, mais aussi pendant l'intervention, de manière à évaluer en temps réel les effets du traitement qui est appliqué et de
25 décider de l'arrêter ou de le continuer, si nécessaire.

Actuellement, les informations fonctionnelles requises sont obtenues à l'aide de dispositifs de résonance magnétique ou de tomographie calculée, et non
30 avec un dispositif d'angiographie à rayons X ou fluoroscopique, alors que l'intervention en elle-même est effectuée en utilisant un dispositif d'angiographie

à rayons X, et ne peut pas être faite avec des systèmes à résonance magnétique ou de tomographie calculée.

En effet, en référence à la figure 1, un dispositif d'imagerie fluoroscopique, connu en lui-même, comporte une source 1 de rayons X (tubes de rayonnements et collimateurs), ainsi qu'un détecteur 2 (caméra, matrice de capteurs ou tout autre moyen équivalent), destiné à détecter l'image formée par l'irradiation. La source 1 et le détecteur 2 sont disposés en regard l'un de l'autre, de part et d'autre d'une table 4 destinée à recevoir un patient dont une zone d'intérêt est à radiographier. La source 1 et le détecteur 2 sont montés sur un support 3, tel qu'un bras en forme de C, mobile en rotation autour d'un axe de rotation principal correspondant sensiblement avec l'axe du corps du patient (double flèche 5 sur la figure 1). Le débattement autour de cet axe est typiquement de plus ou moins de 120 degrés. Généralement, le bras 3 en C est également articulé pour pouvoir basculer autour d'un axe horizontal perpendiculaire à l'axe du patient (double flèche 6 sur la figure 1). Le débattement de ce basculement est typiquement de plus ou moins 60 degrés.

Une unité de contrôle 7 commande des moyens d'entraînement du bras 3 en C pour faire tourner celui-ci - et donc la source 1 et le détecteur 2 - autour de l'axe du patient, et ainsi acquérir une succession d'images bidimensionnelles correspondant à différentes directions d'observations autour de celui-ci. Des moyens de traitement, schématisés par l'unité 8 sur la figure 1 et qui peuvent être intégrés éventuellement à l'unité de

contrôle, permettent de façon connue en soi, de déduire d'une succession d'images bidimensionnelles ainsi acquises une modélisation en trois dimensions de la zone d'intérêt du patient. Généralement, les chirurgiens ne
5 disposent pendant une intervention que d'une seule modélisation 3D qui correspond à une succession d'images 2D acquises en début d'intervention.

Ceci ne permet donc pas de suivre sur la modélisation 3D l'action des instruments sur l'anatomie de l'individu
10 sur lequel on intervient (ou les effets du geste thérapeutique en cours sur les tissus traités). Ainsi les médecins ne disposent, par ce biais, que d'informations anatomiques. De ce fait, le patient va d'abord subir un examen soit par résonance magnétique,
15 soit par tomographie calculée de manière à obtenir toutes les informations fonctionnelles nécessaires à l'élaboration de l'examen et du diagnostic. Puis, le patient est ensuite amené dans le bloc opératoire vasculaire pour la thérapie en elle-même. Ce schéma
20 d'intervention ne permet pas de fournir durant l'intervention des informations fonctionnelles dont pourrait avoir besoin le médecin. Actuellement, de manière à résoudre ce problème, l'état de l'art est de combiner les systèmes à rayons X et les systèmes à
25 résonance magnétique, par exemple, ou à tomographie calculée, ce qui conduit à l'association d'un bloc opératoire vasculaire à une unité de résonance magnétique ou de tomographie calculée, avec une table de patient partagée entre les deux systèmes. Dans ces
30 systèmes combinés rayons X et résonance magnétique, par exemple, les informations fonctionnelles sont disponibles dans la partie résonance magnétique alors

que l'intervention est effectuée dans la partie rayons X. Toutefois, ces systèmes sont très complexes, très chers et nécessitent beaucoup de place (environ l'équivalent de deux blocs opératoires). De ce fait, en pratique, leur usage est limité à un très petit nombre d'endroits.

L'invention propose quant à elle un procédé d'imagerie fluoroscopique au moyen d'un dispositif comportant une source de rayons X et des moyens formant détecteur montés sur un support mobile par rapport à une table destinée à recevoir un patient, dans lequel :

- on entraîne ledit support selon un mouvement donné par rapport à ladite table,
 - on traite une succession d'images d'une zone du patient, acquises par les moyens formant détecteur lors dudit mouvement du support par rapport à la table pour reconstituer une modélisation 3D de ladite zone, et on présente cette modélisation à l'utilisateur,
- caractérisé en ce qu'on entraîne le support pour qu'il effectue ledit mouvement de façon répétitive et on présente à l'utilisateur une modélisation 3D rafraîchie périodiquement.

25

Il est également proposé un dispositif d'imagerie fluoroscopique comportant :

- une source de rayons X et des moyens formant détecteur montés sur un support mobile par rapport à une table destinée à recevoir un patient,

30

- une unité de contrôle commandant des moyens aptes à entraîner ledit support en mouvement par rapport à ladite table,
 - des moyens de traitement aptes à reconstituer et à
5 présenter à un utilisateur une modélisation 3D d'une zone radiographiée sur le patient, à partir d'une succession d'images acquises de ladite zone par les moyens formant détecteur lors d'un mouvement donné du support par rapport à la table,
- 10 caractérisé en ce que l'unité de contrôle est programmée pour commander l'entraînement du support pour qu'il effectue ledit mouvement de façon répétitive, les moyens de traitement présentant à l'utilisateur une modélisation 3D rafraîchie périodiquement.

15

Un tel dispositif a l'avantage de permettre l'acquisition, la reconstruction et l'affichage en temps réel d'images de modélisation 3D.

20 Il permet en outre de rafraîchir en temps réel des coupes tomographiques d'une zone de l'anatomie.

Le rafraîchissement périodique de la modélisation 3D permet par exemple à un chirurgien de suivre en temps
25 réel la progression d'un outil vasculaire lors d'une intervention, ou encore de suivre la propagation d'un ciment qu'il aurait introduit dans un os du patient ou encore de suivre l'effet d'outils d'ablation tels que des outils d'ablation radio-fréquence

30

Egalement, il est en outre proposé

un procédé pour un dispositif à rayons X permettant, de
manière simple, la détermination à la fois des
informations anatomiques et des informations
fonctionnelles avant et surtout pendant les
5 interventions.

A cet effet, on prévoit, selon l'invention, un
procédé pour déterminer un ensemble de paramètres
fonctionnels au moyen d'un dispositif de radiographie
10 fluoroscopique du type comportant une source de rayons
X, des moyens d'enregistrement disposés en regard de la
source, la source et les moyens d'enregistrement étant
montés sur un support mobile par rapport à une table
disposée entre la source et les moyens d'enregistrement
15 sur lequel un patient, dont une zone d'intérêt est à
radiographier, est destiné à être positionné,
caractérisé en ce que le procédé comporte des étapes
de :

- 20 a) mise en mouvement du support suivant un
mouvement donné par rapport à la table,
répété pendant un temps donné ;
- b) acquisition par les moyens d'enregistrement
d'une série d'images de la zone d'intérêt
lors du mouvement du support par rapport à la
25 table ;
- c) reconstitution à partir de la série d'images
acquises d'une série de modélisations
tridimensionnelles de la zone d'intérêt ;
- 30 d) détermination à partir de la série de
modélisations tridimensionnelles de
l'ensemble des paramètres fonctionnels
associés à la zone d'intérêt.

Avantageusement, mais facultativement, le procédé présente au moins l'une des caractéristiques suivantes :

5

- on entraîne le support selon une succession de demi-rotations, alternativement dans un sens ou dans l'autre autour de la table ;

10 - on entraîne le support de façon à faire parcourir à l'axe passant par le point focal de la source et par le centre des moyens d'enregistrement un mouvement de révolution conique répétitif. ;

- on entraîne le support selon un mouvement de rotation continu répétitif autour de la table ;

15 - on mémorise en continu dans des moyens de mémorisation, sur une fenêtre glissante, une succession d'images bidimensionnelles correspondant à un nombre d'images nécessaires pour une reconstitution d'une modélisation tridimensionnelle et on met en œuvre en continu sur
20 cette fenêtre glissante un traitement de reconstitution de modélisation tridimensionnelle ; et,

- lors de l'étape d, le procédé comprend des sous étapes de :

25 d1. Choix d'une région d'intérêt au niveau d'un vaisseau sanguin dans l'une des modélisations tridimensionnelles ;

d2. Détermination d'une fonction d'entrée artérielle au niveau de la région d'intérêt choisie ;

30 d3. Déconvolution sur chaque voxel commun aux modélisations tridimensionnelles de la série

d'un signal d'intensité temporelle à l'aide de la fonction d'entrée artérielle ; et,

d4. Détermination d'une fonction résiduelle d'impulsion permettant de calculer les paramètres fonctionnels.

L'invention propose également un dispositif de radiographie fluoroscopique comportant une source de rayons X, des moyens d'enregistrement disposés en regard de la source, la source et les moyens d'enregistrement étant montés sur un support mobile par rapport à une table disposée entre la source et les moyens d'enregistrement sur lequel un patient, dont une zone d'intérêt est à radiographier, est destiné à être positionné, une unité de contrôle comportant des moyens aptes à entraîner le support suivant un mouvement donné par rapport à la table, des moyens de traitements aptes à reconstituer une modélisation tridimensionnelle de la zone d'intérêt à partir d'une succession d'images bidimensionnelles acquises de la zone d'intérêt par les moyens d'enregistrement lors du mouvement donné du support par rapport à la table caractérisé en ce que l'unité de contrôle et les moyens de traitement sont aptes à mettre en œuvre le procédé tel que décrit ci-dessus.

Avantageusement, mais facultativement, le dispositif présente au moins l'une des caractéristiques suivantes :

- l'unité de contrôle est programmée pour commander l'entraînement du support selon une succession de demi rotations alternativement dans un sens ou dans l'autre

autour de la table ;

- l'unité de contrôle est programmée pour entraîner le support de façon à faire parcourir à l'axe passant par le point focal de la source et par le centre des moyens d'enregistrement, un mouvement de révolution conique
5 répétitif ;
- l'unité de contrôle est programmée pour entraîner le support suivant un mouvement de rotation continu répétitif autour de la table ;
- 10 - le support comporte une alimentation électrique en puissance qui comprend des moyens de type collecteurs/balais;
- le dispositif comporte des moyens de liaisons optiques par lesquels l'unité de contrôle et/ou les moyens de
15 traitement échangent des données avec la source et/ou les moyens d'enregistrement ;
- le dispositif comporte des moyens de liaison radiofréquence par lesquels l'unité de contrôle et/ou les moyens de traitement échangent des données avec la
20 source et/ou les moyens d'enregistrement ;
- l'unité de contrôle et/ou les moyens de traitement échangent des données avec la source et/ou les moyens d'enregistrement par l'intermédiaire des moyens à balais/collecteurs ; et,
- 25 - les moyens de traitement comportent des moyens qui mémorisent en continu, sur une fenêtre glissante, une succession d'images bidimensionnelles correspondant à un nombre d'images nécessaires pour une reconstitution d'une modélisation tridimensionnelle et comportant en
30 outre des moyens pour mettre en œuvre en continu sur cette fenêtre glissante un traitement de reconstitution de modélisation tridimensionnelle.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront lors de la description ci-après d'un mode de réalisation de l'invention et de variantes.

5 Aux dessins annexés :

- la figure 1, déjà discutée, illustre un dispositif d'acquisition d'imagerie fluoroscopique conforme à un art antérieur connu ;
- les figures 2 à 4 illustrent trois mouvements
10 d'acquisition possibles pour des dispositifs conformes à des modes de réalisation envisageable de l'invention ;
- la figure 5 est un diagramme fonctionnel d'un procédé selon l'invention apte à être mis en œuvre sur les dispositifs des figures 2 à 4 ; et,
- 15 - la figure 6 est une illustration des courbes obtenues de manière à en tirer des informations fonctionnelles selon l'invention.

En référence à la figure 2, nous allons décrire un
20 premier mode de réalisation d'un dispositif selon l'invention qui est apte à mettre en œuvre un procédé de détermination d'un ensemble de paramètres fonctionnels selon l'invention décrit ultérieurement.

25 Dans le mode de réalisation illustré à la figure 2, le dispositif d'acquisition comporte les mêmes moyens généraux que le dispositif illustré en figure 1.

30 Contrairement à celui de la figure 1, l'unité de contrôle est programmé pour commander l'entraînement du bras en C autour du patient et de la table 4 selon un mouvement d'aller-retour répétitif, avec une succession

de demi rotations sur approximativement 180° ,
alternativement dans un sens, puis dans un autre.

Chaque mouvement de demi rotation permet
5 d'acquérir une séquence complète d'images
bidimensionnelles et permet ainsi à l'unité 8 de
reconstituer périodiquement une nouvelle modélisation
tridimensionnelle. Ainsi, sur une période de temps
donnée durant laquelle le bras en C va effectuer une
10 série de demi rotations autour du patient et de la table
4, l'unité 8 va reconstituer une série de modélisation
tridimensionnelle, une par demi rotations, à partir de
laquelle sont déterminés non seulement des paramètres
anatomiques en affichant au moins l'une des
15 modélisations tridimensionnelles sur des moyens
d'affichage visibles par le chirurgien, mais aussi une
série de paramètres fonctionnels nécessaires à établir
un diagnostic (si cela est fait avant opération), ou
bien à évaluer la progression de ladite opération en
20 cours d'intervention.

Cette variante de réalisation a toutefois
l'inconvénient, du fait qu'elle nécessite une succession
de mouvements d'accélération et de décélération, de
25 solliciter fortement mécaniquement le dispositif
d'acquisition et de nécessiter l'ensemble des
projections acquises lors d'une demi rotation pour
reconstruire le volume.

30 Une autre variante de réalisation possible,
illustrée à la figure 3, consiste à programmer l'unité
de contrôle 7 pour qu'elle déplace la source 1 et le

détecteur 2 selon un mouvement où l'axe entre ladite source 1 et ledit détecteur 2 tourne de façon continue en décrivant de façon répétitive un cône de révolution. Un tel mouvement d'acquisition, dit « conique » (ou tomographie circulaire), combine des rotations autour d'un axe principal qui correspond à la double flèche 5, ainsi que des basculements autour de l'autre axe autour duquel le bras 3 est articulé (double flèche 6). Les moyens de traitement 8 sont programmés pour, ainsi que cela était décrit dans la demande de brevet US 4,557,222, reconstruire une modélisation tridimensionnelle à partir d'une séquence d'images bidimensionnelles acquise lors d'une révolution de l'axe source 1/détecteur 2. Cet axe étant entraîné de façon continue dans un mouvement de révolution conique ininterrompu, la modélisation tridimensionnelle calculée par les moyens de traitement 8 est rafraîchie régulièrement (il en est de même pour les images de coupe bidimensionnelles correspondant aux orientations sur lesquelles le chirurgien travaille). Cela permet, durant une période de temps donné, aux différentes modélisations tridimensionnelles formant la série de modélisations tridimensionnelles ainsi acquises et calculées de se succéder sans temps mort. D'autre part, cela permet de débiter l'acquisition d'images bidimensionnelles permettant la modélisation tridimensionnelle à n'importe quel moment du cycle du mouvement de l'ensemble source 1/détecteur 2.

Un autre mode de réalisation possible a été illustré sur la figure 4.

Dans ce mode de réalisation, le bras 3 en C est entraîné selon un mouvement de rotation continu répétitif autour de son axe principal (flèche 15). Il effectue, sans interruption, une succession de rotations
5 complètes (toujours dans le même sens de rotation) autour de la table 4 et du patient. Pour permettre un tel mouvement de rotation continue, l'alimentation électrique en puissance du bras 3 est assurée - au niveau de l'articulation en rotation dudit bras 3 sur le
10 reste du support - par l'intermédiaire de moyens 9 de type collecteurs/balais (ou contacts tournants), ce qui évite d'avoir à utiliser des éléments filaires qui limiteraient la course de rotation dudit bras.

15 Des moyens 10 de contacts tournants (balais/collecteurs), de liaisons optiques ou de liaisons radiofréquence permettent à l'unité de contrôle 7 et aux moyens de traitement 8 d'échanger des données de commande ou d'acquisition (notamment les images
20 bidimensionnelles acquises par le détecteur 2) avec la source 1 et le détecteur 2. Un tel dispositif permet, par exemple, un rafraîchissement complet de la modélisation tridimensionnelle ou des images de coupe à une fréquence de l'ordre de 1 hertz. Comme pour le mode
25 de réalisation précédent, cela permet, sur une période de temps donnée, que les modélisations tridimensionnelles d'une série de modélisations tridimensionnelles ainsi acquises et calculées se succèdent sans temps mort et soient réalisées sur une
30 période de temps de l'ordre de 1 seconde, ce qui permet ainsi une meilleure définition des paramètres fonctionnels qui sont calculés ensuite à partir de cette

série de modalisations tridimensionnelles.

Il est à noter, d'autre part, que l'unité de traitement 8 mémorise en continu, sur une fenêtre
5 glissante, une succession d'images bidimensionnelles correspondant à un nombre d'images bidimensionnelles nécessaires pour reconstruire une modélisation tridimensionnelle. Elle met en œuvre en continu, sur
10 cette fenêtre glissante, un traitement de reconstruction tridimensionnelle qui permet ainsi un rafraîchissement continu de la modélisation à un rythme pouvant égaler la cadence d'acquisition de projections individuelles. Cela permet ainsi d'obtenir une série de modélisations
15 optimale les paramètres fonctionnels à déterminer pendant l'intervention chirurgicale.

Il est à noter que cette variante de réalisation ne nécessite qu'un seul axe de rotation.

20

Bien entendu, il peut également être prévu, dans une variante de réalisation de ce mode, d'utiliser le basculement du bras en C autour de son autre axe de rotation, par exemple, pour déplacer dans un plan l'axe
25 passant par le point focal de la source et par le centre du détecteur.

Le mode de réalisation illustré en figure 4 permet en outre une consommation en puissance électrique
30 limitée dès lors qu'elle évite des accélérations/décélérations sur le bras en C et surtout minimise les vibrations et déformations de la structure

mécanique, ce qui garantit une qualité de reconstruction optimale et donc une détermination de paramètres fonctionnels accrue.

5 Nous allons maintenant décrire le procédé permettant, d'une part de piloter un dispositif tel que décrit précédemment et, d'autre part de déterminer un ensemble de paramètres fonctionnels.

10 En référence à la figure 5, le procédé, selon l'invention, effectue, dans une première étape, une détermination, durant un temps donné, d'une série de modélisations tridimensionnelles d'une région d'intérêt d'un patient installé sur la table 4 du dispositif tel
15 que décrit précédemment. Dans une deuxième étape, le procédé, selon l'invention, calcule à partir de cette série de modélisations tridimensionnelles des paramètres fonctionnels sous la forme de cartes paramétriques montrant ces dits paramètres fonctionnels comme la
20 valeur de perfusion, le débit de sang, le volume de sang, le temps moyen de transit ou le temps avant maximum ainsi que la perméabilité.

 La première étape de détermination, durant un
25 temps donné, d'une série de modélisations tridimensionnelles s'effectue en pilotant un dispositif tel que décrit précédemment. En effet, les modélisations tridimensionnelles sont calculées à partir d'une série d'images bidimensionnelles. De manière à déterminer les
30 informations fonctionnelles à partir de ce genre d'acquisition, cette détermination de modélisations tridimensionnelles a été effectuée à une fréquence

relativement élevée de manière à ce qu'elle soit optimale. De manière typique, cet optimum est de l'ordre d'une modélisation tridimensionnelle par seconde. Cette fréquence est fonction de la vitesse de rotation du bras en C 3. Si on se place, par exemple, dans le cadre d'un
5 dispositif tel qu'illustré à la figure 4 et précédemment décrit : une rotation sur 180° est nécessaire pour acquérir la série d'images bidimensionnelles nécessaires à la reconstruction d'une modélisation
10 tridimensionnelle. Ainsi, une vitesse de rotation du bras en C 3 de x° par seconde théoriquement, permet de déterminer une modélisation tridimensionnelle toutes les $180^\circ/x$ secondes. Par exemple, pour une vitesse de rotation de 90 ou 60° par seconde, cela conduit à une
15 modélisation tridimensionnelle toutes les deux ou trois secondes respectivement.

D'autre part, la durée totale d'une acquisition d'images bidimensionnelles est de l'ordre de 45 secondes
20 ce qui correspond au temps nécessaire pour « laver » un bolus injecté de produit de contraste. Durant cette durée de 45 secondes, une série de modélisations tridimensionnelles déterminées comprend typiquement de 15 à 45 modélisations tridimensionnelles.
25 Tel qu'illustré en figure 5, sur l'échelle de temps est indiqué le moment où l'injection de produits contraste a été effectuée ensuite le procédé suivant l'invention pilote le dispositif de radiographie à rayons X durant une durée de 46 secondes en faisant tourner le bras en C
30 à une vitesse de 90° par seconde, ce qui permet de déterminer une modélisation tridimensionnelle toutes les 2 secondes. La première modélisation tridimensionnelle

est acquise dans les 2 secondes qui suivent le démarrage de l'acquisition. Puis toutes les 2 secondes, une nouvelle modélisation tridimensionnelle n est déterminée et ce, jusqu'à la 23ème qui est la dernière modélisation tridimensionnelle marquant la fin de l'acquisition. Il est inutile d'acquérir plus d'images car, d'une part, le bolus de produit de contraste injecté a été complètement éliminé de la zone d'intérêt considérée et, d'autre part, il est inutile d'irradier plus le patient.

10

Dans le cas d'une acquisition continue telle que permet le dispositif de la figure 4, dans une variante de réalisation du procédé selon l'invention, on peut augmenter artificiellement la fréquence d'acquisition en utilisant une fenêtre glissante sur la série d'images bidimensionnelles acquises par les moyens de détection 2. Par exemple, la rotation n du bras en C 3 permet la détermination d'une modélisation tridimensionnelle n correspondant au temps n. De même, la rotation n+1 permet la détermination d'une modélisation tridimensionnelle n+1 correspondant au temps n+1, mais on peut calculer une modélisation tridimensionnelle intermédiaire correspondant au temps n+1/2 en utilisant la deuxième moitié de la série d'images bidimensionnelles de la rotation n combinée avec la première moitié de la série d'images bidimensionnelle de la rotation n+1.

D'autre part, il est à noter que de manière à réduire la dose de rayons X envoyée au patient ainsi qu'à l'équipe médicale, des systèmes de collimation peuvent être utilisés. D'un point de vue purement

30

applicatif, il n'est pas nécessaire d'acquérir un volume cubique complet, et des lames de collimation horizontales peuvent être utilisées pour réduire l'acquisition à un nombre relativement bas de coupes
5 axiales ou d'images bidimensionnelles.

Dans une deuxième étape du procédé selon l'invention, ce dernier va analyser la série de modélisations tridimensionnelles précédemment calculées
10 de manière à déterminer un certain nombre de paramètres fonctionnels.

La théorie sous-jacente à cette étape est que la valeur de gris d'un voxel donné dans une modélisation tridimensionnelle donnée représente la densité de
15 matière traversée par les rayons X en un point de l'espace correspondant, et ce, pour un temps d'acquisition correspondant. Lorsqu'un bolus d'agent de contraste est injecté dans le réseau sanguin ou dans
20 n'importe quel tissu du corps humain (par des moyens intraveineux ou intra-artériels), l'augmentation transitoire dans les valeurs de gris indique une augmentation proportionnelle de la quantité de produit de contraste et par conséquent de sang dans la région
25 correspondante.

En pratique, de manière à démarrer cette seconde étape du procédé selon l'invention, l'intervention de l'opérateur permet de définir dans l'une des
30 modélisations tridimensionnelles précédemment déterminées une région d'intérêt (ROI) au niveau d'une artère d'entrée de la zone d'intérêt considérée, par

exemple. De là, le procédé selon l'invention définit une fonction d'entrée artérielle (AIF). Au niveau de chaque voxel des données précédemment acquises et déterminées, l'intensité temporelle du signal est déconvoluée à l'aide de l'AIF, la fonction résiduelle alors obtenue étant appelée fonction résiduelle d'impulsion (IRF). A partir du profil d'évolution de l'IRF au cours du temps, le débit de sang peut être défini comme la hauteur de la courbe ainsi obtenue (illustrant l'IRF), le volume de sang comme l'aire sous la courbe et le temps moyen de transit comme la longueur du plateau initial. Dans le cas où une barrière de sang est cassée au sein d'un tissu, la perméabilité peut être quantifiée par l'analyse de l'affaiblissement exponentiel de l'IRF.

De nombreux auteurs ont développé des algorithmes pour déterminer la valeur de différents paramètres fonctionnels basés sur la description précédente. Par exemple, on peut se référer pour de plus amples informations sur ce type d'algorithmes à l'article de Ting-yim Lee, « Fonctional CT : physiological models », Trends in biotechnology - Vol.20 n° 8 - Supplement, 2002.

D'autre par, illustrés en figure 6 des exemples de courbes IRF sont représentées : dans le cas d'une artère (A), d'une veine (V) ainsi que d'une augmentation parenchymiale (P).

Par rapport à un dispositif de type scanner utilisé en résonance magnétique et en tomographie calculée, l'utilisation d'un procédé et d'un dispositif,

selon l'invention telle que précédemment décrit, nécessite un temps de rotation beaucoup long que pour un scanner mais présente un avantage important quant au champ d'observation beaucoup plus large. En effet, un scanner n'effectue que des coupes dans son plan. D'un point de vue clinique, l'application du procédé et du dispositif selon l'invention telle que précédemment décrite concerne les accidents vasculaires cérébraux. L'utilisation d'un procédé et d'un dispositif selon l'invention permet d'accélérer la procédure de diagnostic et de traitement de tels accidents. En effet, la fenêtre d'intervention entre le moment où survient l'accident vasculaire cérébral et le moment où les conséquences deviennent irréversibles est de l'ordre de quelques heures. La thérapie utilisée dans ce cas utilise des agents trombolitiques ainsi que des catéthères avec pinces qui sont introduits dans la région la plus proche du lieu de l'accident vasculaire cérébral, l'utilisation d'un procédé ainsi qu'un dispositif selon l'invention tels que décrits permet de faire en préopératoire un tri ou un repérage de la localisation de l'accident vasculaire cérébral pour diagnostic, et en peropératoire de suivre le traitement de l'accident au plus près et ce, de manière très simple sans avoir à déplacer le patient entre un système à rayons X fluoroscopique classique et un système à scanner pour la résonance magnétique ou la tomographie calculée.

Bien entendu, on pourra apporter à l'invention de nombreuses modifications sans sortir de celle-ci.

REVENDECATIONS

1. Procédé d'imagerie fluoroscopique au moyen d'un
5 dispositif comportant une source (1) de rayons X et
des moyens (2) formant détec-teur montés sur un
support (3) mobile par rapport à une table (4)
destinée à recevoir un patient, dans lequel :
 - on entraîne ledit support (3) selon un mouvement
10 donné par rapport à ladite table (4),
 - on traite une succession d'images d'une zone du
patient, acquises par les moyens (2) formant
détecteur lors dudit mouvement du support (3) par
rapport à la table (4), pour reconstituer une
15 modélisation 3D de ladite zone, et on présente
cette modélisation à l'utilisateur,
caractérisé en ce qu'on entraîne le support (3) pour
qu'il effectue ledit mouvement de façon répétitive et on
présente à l'utilisateur une modélisation 3D rafraîchie
20 périodiquement.
2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce
qu'on entraîne le support (3) selon une succession
de demi-rotations, alternativement dans un sens ou
25 dans l'autre, autour de la table (4).
3. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce
qu'on entraîne le support (3) de façon à faire
parcourir à l'axe passant par le point focal de la
30 source (1) et par le centre des moyens formant
détecteur un mouvement de révolution conique
répétitif.

4. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'on entraîne le support (3) selon un mouvement de rotation continu répétitif autour de la table (4).
- 5
5. Procédé selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce qu'on mémorise en continu, sur une fenêtre glissante, une succession d'images 2D correspondant à un nombre d'images nécessaires pour une reconstitution d'une modélisation 3D et on met en œuvre en continu sur cette fenêtre glissante un traitement de reconstitution de modélisation 3D.
- 10
6. Dispositif d'imagerie fluoroscopique comportant :
- 15
- une source (1) de rayons X et des moyens (2) formant détecteur montés sur un support (3) mobile par rapport à une table (4) destinée à recevoir un patient,
 - une unité de contrôle commandant des moyens aptes à entraîner ledit support (3) en mouvement par rapport à ladite table (4),
 - des moyens de traitement aptes à reconstituer et à présenter à un utilisateur une modélisation 3D d'une zone radiographiée sur le patient, à partir d'une succession d'images acquises de ladite zone par les moyens (2) formant détecteur lors d'un mouvement donné du support (3) par rapport à la table (4),
- 20
- 25
- caractérisé en ce que l'unité de contrôle (7) est programmée pour commander l'entraînement du support (3) pour qu'il effectue ledit mouvement de façon répétitive,
- 30

les moyens de traitement (8) présentant à l'utilisateur une modélisation 3D rafraîchie périodiquement.

- 5 7. Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce que l'unité de contrôle (7) est programmée pour commander l'entraînement du support (3) selon une succession de demi-rotations, alternativement dans un sens ou dans l'autre, autour de la table (4).
- 10 8. Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce que l'unité de contrôle (7) est programmée pour entraîner le support (3) de façon à faire parcourir à l'axe passant par le point focal de la source (1) et le centre des moyens (2) formant détecteur un
15 mouvement de révolution conique répétitif.
9. Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce que l'unité de contrôle (7) est programmée pour entraîner le support (3) selon un mouvement de
20 rotation continu répétitif autour de la table (4).
10. Dispositif selon la revendication 9, caractérisé en ce que le support (3) comporte une alimentation électrique en puissance qui comprend des moyens (9)
25 de type collecteurs/balais.
11. Dispositif selon l'une des revendications 9 ou 10, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens de liaison optique (10) par lesquels l'unité de
30 contrôle et/ou les moyens de traitement échange(nt) des données avec la source (1) et/ou les moyens (2) formant détecteur.

12. Dispositif selon l'une des revendications 9 ou 10,
caractérisé en ce qu'il comporte des moyens de
liaison radio-fréquence (10) par lesquels l'unité de
5 contrôle et/ou les moyens de traitement échange(nt)
des données avec la source (1) et/ou les moyens (2)
formant détecteur.
13. Dispositif selon l'une des revendications 9 ou 10,
10 caractérisé en ce que l'unité de contrôle et/ou les
moyens de traitement échange(nt) des données avec la
source (1) et/ou les moyens (2) formant détecteur
par l'intermédiaire de moyens à balais/collecteur.
14. Dispositif selon l'une des revendications 9 ou 13,
15 caractérisé en ce que les moyens de traitement
comportent des moyens qui mémorisent en continu, sur
une fenêtre glissante, une succession d'images 2D
correspondant à un nombre d'images nécessaires pour
20 une reconstitution d'une modélisation 3D et
comportent en outre des moyens pour mettre en œuvre
en continu sur cette fenêtre glissante un traitement
de reconstitution de modélisation 3D.
- 25 15. Procédé pour déterminer un ensemble de paramètres
fonctionnels au moyen d'un dispositif de
radiographie fluoroscopique du type comportant une
source de rayons X (1), des moyens d'enregistrement
30 (2) disposés en regard de la source (1), la source
et les moyens d'enregistrement étant montés sur un
support mobile (3) par rapport à une table (4)

disposée entre la source et les moyens d'enregistrement sur lequel un patient, dont une zone d'intérêt est à radiographier, est destiné à être positionné, caractérisé en ce que le procédé

5 comporte des étapes de :

- a. mise en mouvement du support (3) suivant un mouvement donné par rapport à la table (4), répété pendant un temps donné ;
 - b. acquisition par les moyens d'enregistrement d'une série d'images bidimensionnelles de la zone d'intérêt lors du mouvement du support (3) par rapport à la table (4) ;
 - c. reconstitution à partir de la série d'images bidimensionnelles acquises d'une série de modélisations tridimensionnelles de la zone d'intérêt ;
 - d. détermination à partir de la série de modélisations tridimensionnelles de l'ensemble des paramètres fonctionnels associés à la zone d'intérêt.
- 10
- 15
- 20

16. Procédé selon la revendication 15, caractérisé en ce que, lors de l'étape d, il comprend des sous étapes de :

25

- d1. Choix d'une région d'intérêt au niveau d'un vaisseau sanguin dans l'une des modélisations tridimensionnelle ;
 - d2. Détermination d'une fonction d'entrée artérielle au niveau de la région d'intérêt choisie ;
- 30

- d3. Déconvolution sur chaque voxel commun aux modélisations tridimensionnelles de la série d'un signal d'intensité temporelle à l'aide de la fonction d'entrée artérielle ; et,
- 5 d4. Détermination d'une fonction résiduelle d'impulsion permettant de calculer les paramètres fonctionnels.
- 10 17. Dispositif de radiographie fluoroscopique comportant une source de rayons X (1), des moyens d'enregistrement (2) disposés en regard de la source (1), la source et les moyens d'enregistrement étant montés sur un support mobile (3) par rapport à une
- 15 table (4) disposés entre la source et les moyens d'enregistrement sur lequel un patient, dont une zone d'intérêt est à radiographier, est destiné à être positionné, une unité de contrôle comportant des moyens aptes à entraîner le support (3) suivant un mouvement donné par rapport à la table (4), et
- 20 des moyens de traitements, caractérisé en ce que l'unité de contrôle et les moyens de traitement sont aptes à mettre en œuvre un procédé selon la revendication 15 ou 16.

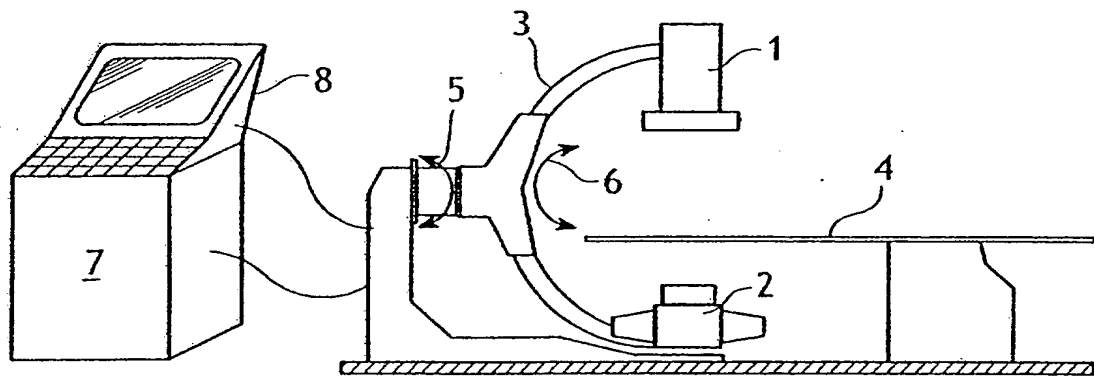


FIG.1

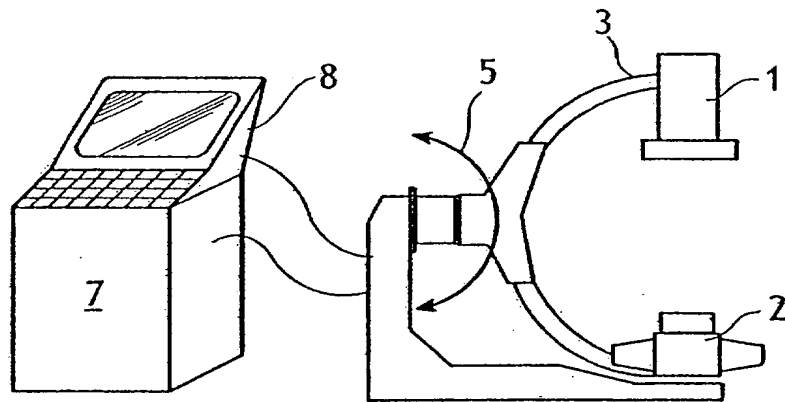


FIG.2



213

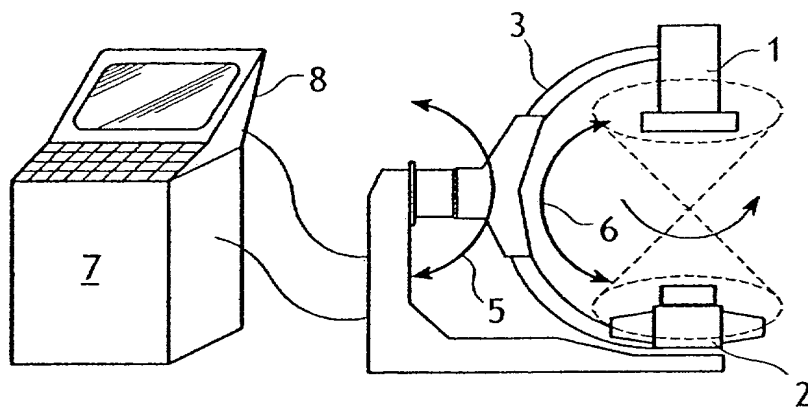


FIG.3

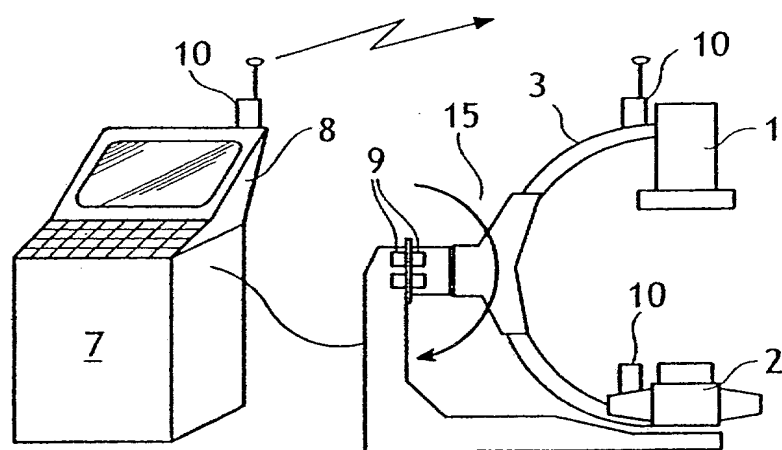


FIG.4

3/3

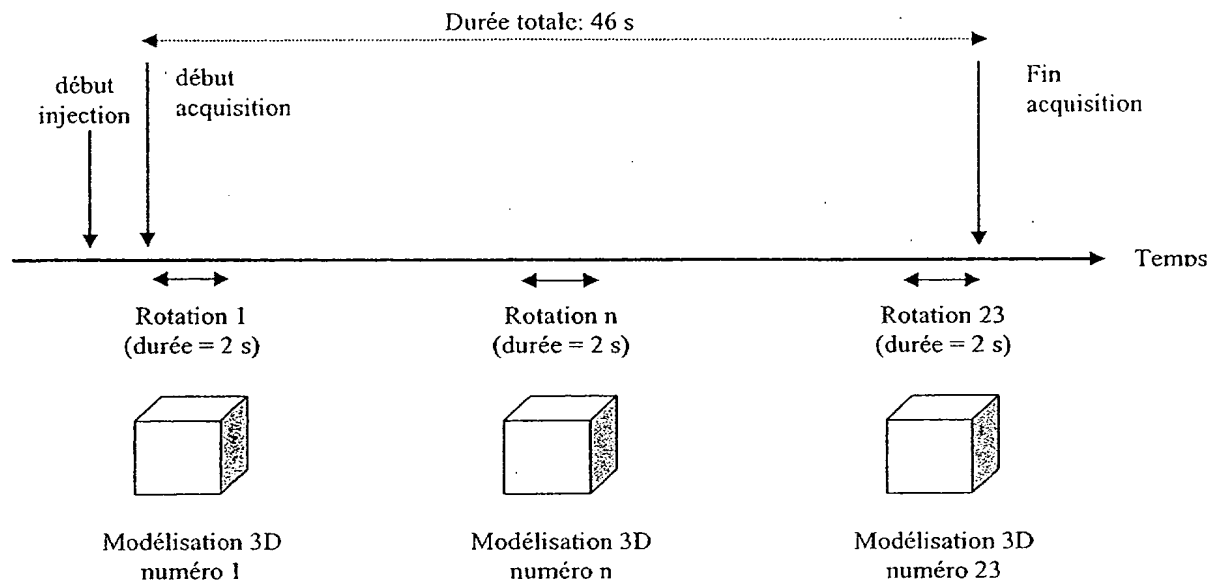


Fig. 5

Intensité dans
une région
d'intérêt donnée
de la
modélisation 3D

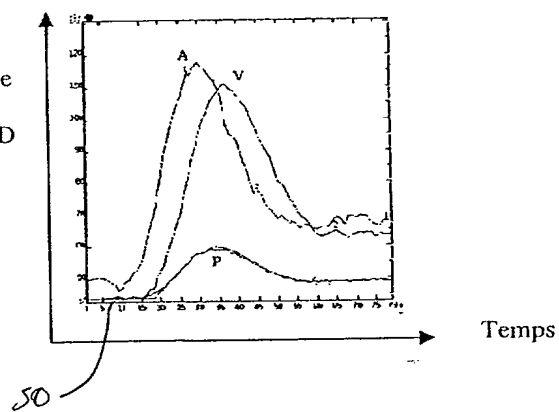


Fig. 6

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg

75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° .1./2..

(À fournir dans le cas où les demandeurs et les inventeurs ne sont pas les mêmes personnes)



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / Z70601

Vos références pour ce dossier (facultatif)		240704 D20762 JRC
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		030663
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)		
PROCÉDE POUR DETERMINER DES PARAMETRES FONCTIONNELS DANS UN DISPOSITIF DE FLUOROSCOPIE		
LE(S) DEMANDEUR(S) :		
GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC : 3000 North Grandview Blvd., Waukesha, Wisconsin 53138 - USA		
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :		
1 Nom		KOTIAN François
Prénoms		
Adresse	Rue	28, rue Jules Michelet
	Code postal et ville	78280 GUYANCOURT, FR
Société d'appartenance (facultatif)		
2 Nom		KLAUSZ Rémy
Prénoms		
Adresse	Rue	3, rue Victor DAIX
	Code postal et ville	92200 NEUILLY-SUR-SEINE, FR
Société d'appartenance (facultatif)		
3 Nom		TROUSSET Yves
Prénoms		
Adresse	Rue	8, résidence du Parc
	Code postal et ville	91120 PALAISEAU, FR
Société d'appartenance (facultatif)		
S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez plusieurs formulaires. Indiquez en haut à droite le N° de la page suivi du nombre de pages.		
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		
03/06/03 Jellor h. Collin L.L.		

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg

75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 2 / 2..

(À fournir dans le cas où les demandeurs et les inventeurs ne sont pas les mêmes personnes)

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 270601

Vos références pour ce dossier (facultatif)		240704 D20762 JRC
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		0306676
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)		
PROCÉDE POUR DETERMINER DES PARAMETRES FONCTIONNELS DANS UN DISPOSITIF DE FLUOROSCOPIE		
LE(S) DEMANDEUR(S) :		
GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC 3000 North Grandview Blvd., Waukesha, Wisconsin 53138 - USA		
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :		
1 Nom		VAILLANT Régis
Prénoms		
Adresse	Rue	23 rue de Lucerne
	Code postal et ville	91140 VILLEBON SUR YVETTE, FR
Société d'appartenance (facultatif)		
2 Nom		CALMON Guillaume
Prénoms		
Adresse	Rue	19, rue Cels
	Code postal et ville	75014 PARIS, FR
Société d'appartenance (facultatif)		
3 Nom		
Prénoms		
Adresse	Rue	
	Code postal et ville	
Société d'appartenance (facultatif)		
S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez plusieurs formulaires. Indiquez en haut à droite le N° de la page suivi du nombre de pages.		
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		
<p>03/06/03</p> <p>94402 <u>J. Calmon</u></p>		

Docket No. 129714/130264

Application No.

Inventor: KOTIAN ET AL

Title: METHOD AND APPARATUS FOR DETERMINING
FUNCTIONAL PARAMETERS IN A RADIOLOGICAL APPARATUS

Attorney: Jay L. Chaskin, Reg. No. 24,030 CUS # 23413

THIS PAGE BLANK (USPTO)